

⑫ 公開特許公報(A)

平1-136668

⑬ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成1年(1989)5月29日

A 61 N 5/06
 // H 01 L 33/00
 H 01 S 3/18

E-7831-4C

7733-5F

7377-5F

審査請求 未請求 請求項の数 47 (全17頁)

⑮ 発明の名称 組織の生体刺激用装置及び組織の治療方法

⑯ 特 願 昭63-174856

⑰ 出 願 昭63(1988)7月13日

優先権主張 ⑱ 1987年11月13日 ⑲ 米国(US) ⑳ 120565

㉑ 発 明 者 コスタス・アルファ・ イギリス国ロンドン エスダブリュー3・5イーテイー,
 デイアモンドポウロス キングス・ロード 333, アレクサンドラ・マンション
 31

㉒ 出 願 人 コスタス・アルファ・ イギリス国ロンドン エスダブリュー3・5イーテイー,
 デイアモンドポウロス キングス・ロード 333, アレクサンドラ・マンション
 31

㉓ 出 願 人 アレックス・ピー・ア イギリス国ロンドン エヌ10・3ユーエイ, ウッドラン
 ルクサンドロウ ド・ガーデンズ 48

㉔ 代 理 人 弁理士 湯浅 恭三 外4名
 最終頁に続く

明 細 書

1. [発 明 の 名 称]

組織の生体刺激用装置及び組織の治療方法

2. [特 許 請 求 の 範 囲]

1. 830nm未満の第一波長を与える1以上の
 実質的に単色の照射線源、

830nm以上かつ900nm未満の第二波
 長を与える1以上の実質的に単色の照射線源、
 及び

900nm以上の第三波長を与える1以上の
 実質的に単色の照射線源

を包含する照射線源のアレイからなり、前記の第
 一、第二及び第三波長のうち2以上の照射線波長
 が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点
 を同時に透過するよう前記の照射線源を配列する
 ことを特徴とする組織の生体刺激用装置。

2. 前記の照射線源が発光ダイオード及びレーザ
 ダイオードからなる群から選択される請求項1記
 載の組織の生体刺激用装置。

3. 前記の第一波長が650nm、660nm、

680nm、750nm、780nm、800
 nm、810nm及び820nmからなる群
 から選択され、

前記の第二波長が830nm、840nm、
 850nm、860nm、870nm、及び
 880nmからなる群から選択され、かつ、
 前記の第三波長が900nm、904nm、
 950nm、1100nm、1300nm及
 び1500nmからなる群から選択される

請求項2記載の組織の生体刺激用装置。

4. 前記の第一波長が660nm及び820nm
 からなる群から選択され、

前記の第二波長が875nm及び880nm
 からなる群から選択され、かつ、
 前記の第三波長が950nmである

請求項1記載の組織の生体刺激用装置。

5. 2.28Hz乃至400kHz範囲から選択され
 るパルス周波数で前記の照射線源を変調する請求
 項4記載の組織の生体刺激用装置。

6. 前記のパルス周波数が2.28Hz、4.56

H_z 、 $9.12 H_z$ 、 $16 H_z$ 、 $18.24 H_z$ 、 $36.48 H_z$ 、 $73 H_z$ 、 $146 H_z$ 、 $292 H_z$ 、 $700 H_z$ 、 $1000 H_z$ 、 $5 kHz$ 及び $300 kHz$ からなる群から選択される請求項5記載の組織の生体刺激用装置。

7. 前記のアレイが、

- 5個の $660 nm$ 発光ダイオード、
- 1個の $820 nm$ レーザダイオード、
- 10個の $880 nm$ 発光ダイオード又はレーザダイオード、及び
- 5個の $950 nm$ 発光ダイオード

からなる請求項2記載の組織の生体刺激用装置。

8. 前記の $820 nm$ ダイオードが前記アレイの中央に配置され、

前記の $880 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.05 mm$ の円周上に均等に配置され、かつ、

前記の $660 nm$ ダイオード及び $950 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.7 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記

(3)

$880 nm$ ダイオードの一中心を通るよう均等に配置され、かつ、

残りの5個の前記 $880 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $2.7 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記 $880 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が前記 $660 nm$ ダイオードの一中心を通るよう均等に配置される

請求項7記載の組織の生体刺激用装置。

10. 前記のアレイが、

- 10個の $660 nm$ 発光ダイオード、
- 1個の $820 nm$ レーザダイオード、
- 10個の $880 nm$ の発光ダイオード又はレーザダイオード、及び
- 10個の $950 nm$ 発光ダイオード

からなる請求項2記載の組織の生体刺激用装置。

11. 前記の $820 nm$ ダイオードが前記アレイの中心に配置され、

前記の $880 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $9.5 mm$ の円周上に均等に配置

(5)

$660 nm$ 又は $950 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が2個の前記 $880 nm$ ダイオードの間の弧を二等分するよう交互かつ均等な間隔で配置される

請求項7記載の組織の生体刺激用装置。

9. 前記の $820 nm$ ダイオードが前記アレイの中心に配置され、

5個の前記 $880 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.05 mm$ の円周上に均等に配置され、

前記の $660 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.7 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記 $660 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が前記第一セット内にある2個の前記 $880 nm$ ダイオードの間の弧を横切^{二等分す}るよう均等に配置され、

前記の $950 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.7 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記 $950 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が前記第一セット内にある前記

(4)

され、

前記の $660 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $1.8 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記 $660 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が2個の前記 $880 nm$ ダイオードの間の弧を二等分するよう均等に配置され、かつ、

前記の $950 nm$ ダイオードが、前記アレイの中心から半径 $2.7 mm$ の円周上に、前記アレイ中心から前記 $950 nm$ ダイオードの各々に至る半径線分が前記 $880 nm$ ダイオードの一中心を通るよう均等に配置される

請求項10記載の組織の生体刺激用装置。

12. $830 nm$ 未満の第一波長を与える1以上の実質的に単色の照射線源、

$830 nm$ 以上かつ $875 nm$ 未満の第二波長を与える1以上の実質的に単色の照射線源、
 $875 nm$ 以上かつ $900 nm$ 未満の第三波長を与える1以上の実質的に単色の照射線源、及び

(6)

900 nm 以上の第四波長を与える 1 以上の
実質的に単色の照射線源

を包含する照射線源のアレイからなり、前記の第一、第二、第三及び第四の波長のうち 2 以上の照射線波長が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点を同時に通過するよう前記の照射線源を配列することを特徴とする組織の生体刺激用装置。

13. 前記の照射線源が、発光ダイオード及びレーザーダイオードからなる群から選択される請求項 12 記載の組織の生体刺激用装置。

14. 前記の第一波長が 650 nm、660 nm、680 nm、750 nm、780 nm、800 nm、810 nm 及び 820 nm からなる群から選択され、

前記の第二波長が 830 nm、840 nm、850 nm、860 nm 及び 870 nm からなる群から選択され、

前記の第三波長が 880 nm であり、かつ、
前記の第四波長が 900 nm、904 nm、950 nm、1100 nm、1300 nm、

(7)

請求項 15 記載の組織の生体刺激用装置。

17. 単一平面内に配列され、かつ、前記平面にて 10 mW/cm^2 以上の平均出力密度で放出する実質的に単色の発光ダイオードのアレイからなる組織の生体刺激用装置。

18. 組織表面上のある点で 120 mW/cm^2 以上の出力密度を与えるよう配列された実質的に単色の発光ダイオードのアレイからなる組織の生体刺激用装置。

19. 単一平面内に配列され、かつ、前記の平面にて 10 mW/cm^2 の平均出力密度で放出する実質的に単色の非ガス系連続波照射線源のアレイからなる組織の生体刺激用装置。

20. 組織表面のある点で 120 mW/cm^2 以上の出力密度を与えるよう配列された、実質的に単色の非ガス系連続波照射線源のアレイからなる組織の生体刺激用装置。

21. 830 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波

(9)

及び 1500 nm からなる群から選択される
請求項 13 記載の組織の生体刺激用装置。

15. 800 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の発光ダイオード、及び

800 nm 以上の第二波長を与える 1 以上の実質的に単色の発光ダイオード

を包含する発光ダイオードのアレイからなり、前記の第一及び第二波長の照射線が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点を同時に通過するよう前記のダイオードを配列することを特徴とする組織内の生体刺激用装置。

16. 前記の第一波長が 650 nm、660 nm、680 nm、750 nm 及び 780 nm からなる群から選択され、かつ、

前記の第二波長が 800 nm、810 nm、820 nm、830 nm、840 nm、850 nm、860 nm、870 nm、880 nm、900 nm、904 nm、950 nm、1100 nm、1300 nm 及び 1500 nm からなる群から選択される

(8)

長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、
及び

900 nm 以上の第三波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源

からなり、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線波長が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点を同時に通過するよう前記の照射線源を配列したアレイが発生する照射線ビームに組織をさらすことからなる組織の治療方法。

22. 前記の照射線源が、発光ダイオード及びレーザーダイオードからなる群から選択される請求項 21 記載の組織の治療方法。

23. 前記のアレイが、
5 個の 660 nm 発光ダイオード、
1 個の 820 nm レーザーダイオード、
10 個の 880 nm 発光ダイオード又はレーザーダイオード、及び
5 個の 950 nm 発光ダイオード

からなる請求項 22 記載の組織の治療方法。

24. 前記の 820 nm ダイオードが前記アレイの

(10)

中心に配置され、

前記の 880 nm ダイオードが、前記アレイの中心から半径 10.5 mm の円周上に均等に配置され、かつ

前記の 660 nm ダイオード及び 950 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 17 mm の円周上に、前記アレイ中心から前記 660 nm 又は 950 nm ダイオードの各々に至る半径線分が 2 個の前記 880 nm ダイオードの間の弧を二等分するよう、交互かつ均等な間隔で配置される

請求項 23 記載の組織の治療方法。

25. 前記の 820 nm ダイオードが前記のアレイの中心に配置され、

5 個の前記 880 nm ダイオードが、前記アレイの中心から半径 18 mm の円周上に均等に配置され、

前記の 660 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 27 mm の円周上に、前記アレイの中心から前記 660 nm の各々に至る半径線分が 2 個の前記 880 nm ダイオードの間の弧を二等分するよう均等に配置され、かつ、

(11)

ザダイオード、及び

10 個の 950 nm 発光ダイオード

からなる請求項 22 記載の組織の治療方法。

27. 前記の 820 nm ダイオードが前記アレイの中心に配置され、

前記の 880 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 9.5 mm の円周上に均等に配置され、

前記の 660 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 18 mm の円周上に、前記アレイ中心から前記 660 nm ダイオードの各々に至る半径線分が 2 個の前記 880 nm ダイオードの間の弧を二等分するよう均等に配置され、かつ、

前記の 950 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 27 mm の円周上に、前記アレイ中心から前記 950 nm ダイオードの各々に至る半径線分が前記 880 nm ダイオードの一中心を通るよう均等に配置される

請求項 26 記載の組織の治療方法。

(13)

線分が前記第一セット内にある 2 個の前記

880 nm ダイオードの間の弧を二等分するよう均等に配置され、

前記の 950 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 27 mm の円周上に、前記アレイ中心から前記 950 nm ダイオードの各々に至る半径線分が前記第一セット内にある前記 880 nm ダイオードの一中心を通るよう均等に配置され、かつ、

残りの 5 個の前記 880 nm ダイオードが、前記アレイ中心から半径 27 mm の円周上に、前記アレイ中心から前記 880 nm ダイオードの各々に至る半径線分が前記 660 nm ダイオードの一中心を通るよう、均等に配置される

請求項 23 記載の組織の治療方法。

26. 前記のアレイが、

10 個の 660 nm 発光ダイオード、

1 個の 820 nm レーザダイオード、

10 個の 880 nm 発光ダイオード又はレー

(12)

28. 前記組織の表面から吸収性、屈折性、反射性

又は回折性の物質を除去すること、及び

830 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、及び

900 nm 以上の第三波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源を包含し、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線波長が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点を同時に通過するよう前記の照射線を配列したアレイ

が発生する照射線に前記の組織をさらすこと

からなる組織の治療方法。

29. 前記の照射線源が光放出ダイオード、発光ダイオード及びレーザダイオードからなる群から選択される請求項 28 記載の組織の治療方法。

30. 830 nm 未満の第一波長を与える照射線源に組織をさらすこと

(14)

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波長を与える照射線源に前記の組織を同時にさらすこと、及び

900 nm 以上の第三波長を与える照射線源に前記の組織を同時にさらすこと

からなり、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線波長が、直接的又は間接的に前記組織内に位置する単一点を通るようにした組織の治療方法。

31. 前記の照射線源が、発光ダイオード及びレーザダイオードからなる群から選択される請求項 30 記載の組織の治療方法。

32. 予かじめ選択された最小伝導度閾値よりも大なる伝導度域を位置ざめするため組織の電気伝導度を測定すること、並びに、

830 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、及び

(15)

そのあと、前記の群から未だ選択されていない残りの波長範囲内の波長の実質的に単色の照射線からなる第三照射線ビームに前記の組織をさらすこと

からなる組織の治療方法。

35. 前記の照射線源が、発光ダイオード及びレーザダイオードからなる群から選択される請求項 34 記載の組織の治療方法。

36. 単一平面内に配列され、かつ、前記平面にて 10 mW/cm^2 以上の平均出力密度で放出する実質的に単色のダイオードのアレイが発生した照射線ビームに前記の組織をさらすことからなる組織の治療方法。

37. 前記組織の表面上のある点で 120 mW/cm^2 以上の出力密度を与えるよう配列された実質的に単色のダイオードのアレイが発生した照射線ビームに、前記の組織をさらすことからなる組織の治療方法。

38. 単一平面内に配列され、かつ、前記平面にて 10 mW/cm^2 以上の平均出力密度で放出する実質

(17)

900 nm 以上の第三波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源

からなり、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線波長が直接的又は間接的に前記組織内に位置する単一点を同時に通過するよう前記の照射線源を配列したアレイ

が発生する照射線ビームに前記の伝導度域をさらすこと

からなる組織の治療方法。

33. 前記の照射線源が、発光ダイオード及びレーザダイオードからなる群から選択される請求項 32 記載の組織の治療方法。

34. 300-830 nm、830-900 nm 及び 900-1500 nm からなる群から選択される一波長範囲内の波長の実質的に単色の照射線からなる第一照射線ビームに組織をさらすこと、

そのあと、前記の群から未だ選択されていない一波長範囲内の波長の実質的に単色の照射線からなる第二照射線ビームに前記の組織をさらすこと、及び

(16)

的に単色の非ガス系連続波照射線源のアレイが発生した照射線ビームに組織をさらすことからなる組織の治療方法。

39. 組織表面上のある点で 120 mW/cm^2 以上の出力密度を与えるよう配列された実質的に単色の非ガス系連続波照射線源が発生した照射線ビームに前記の組織をさらすことからなる組織の治療方法。

40. 830 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、及び

900 nm 以上の第三波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源

からなり、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線源が、直接的又は間接的に組織内に位置する単一点を同時に通過するよう配列されたアレイ、並びに

前記照射線源の各々がその特性波長の照射線を

(18)

放出するよう前記の照射線源に電力を与えるため前記のアレイに接続される手段からなる生体刺激装置を包含する組織の生体刺激用システム。

41. 前記の照射線源の出力をパルスで変調し、かつ、前記照射線源の変調パルス周波数を変化させるため、前記の電力供給手段に接続される手段を更に包含する、請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

42. 前記の照射線源のパルス持続時間を変化させるため前記の電力供給手段に接続される手段を更に包含する、請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

43. 前記の照射線源に電力を供給する時間を計時するため前記の電力供給手段に接続される手段を更に包含する、請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

44. 前記組織の電気伝導度を測定するため前記の電力供給手段に接続される手段を更に包含する、請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

(19)

組織内に位置する単一点を同時に通過するよう配列されたアレイを包含する生体刺激プローブ、前記の照射線源の各々がその特性波長の照射線を放出するよう前記の照射線源に電力を供給するため前記アレイに接続される手段、前記の照射線源のパルス周波数を変調するため前記の電力供給手段に接続される手段、前記の照射線源のパルス持続時間を変化させるため前記の電力供給手段に接続される手段、前記の照射線源に電力を供給する時間を計時するため前記の電力供給手段に接続される手段、前記組織の電気伝導度を測定するため前記アレイに接続される手段、前記の照射線源が放出する光エネルギーを測定するため前記の電力供給手段に接続される手段、及び前記の照射線源からの放出を検出するため調節器パネルに接続される手段からなる生体刺激用システム。

3. [発明の詳細な説明]

(21)

45. 前記の照射線源が放出する光エネルギーを測定するため前記アレイに接続される手段を更に包含する、請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

46. 前記の照射線源からの照射線を検出するため調節器パネルに接続される手段、及び

照射線が前記の照射線源から放出されていることを指示するため前記の検出手段に接続される指示手段

を更に包含する請求項 40 記載の組織の生体刺激用システム。

47. 830 nm 未満の第一波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、

830 nm 以上かつ 900 nm 未満の第二波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源、及び

900 nm 以上の第三波長を与える 1 以上の実質的に単色の照射線源

からなり、前記の第一、第二及び第三波長のうち 2 以上の照射線波長が、直接的又は間接的に

(20)

(産業上の利用分野)

本発明は、複数の波長を有し、かつ、処理域でのエネルギー密度が大なる低出力の照射、好ましくは実質的に単色の照射で、組織に生物学的刺激 (biostimulation) を与える新規かつ改善された装置、方法及びシステムに関する。

(従来の技術)

多年にわたり、高出力の、高度に焦点を合せたレーザを用いて組織を切除及び破壊する方法が、多数の外科的技術として広く行なわれてきた。最近では、組織を切断乃至破壊しないよう鋭く焦点を合せない低出力のレーザが、細胞分割、循環 - AMP 代謝、酸化ホスホリル化、ヘモグロビン、コラーゲンその他の蛋白合成、白血球活動、腫瘍成長、マクロファージ細胞の産生及び傷の回復を含む多数の代謝過程に影響を与えることが知られ、あるいは考えられるようになってきた。例えば、カル (Karv) とレットコフ (Letokhov) の「可視範囲の低強度単色光の生物学的作用」、Laser Photobiology and Photomedicine、マルテ

(22)

ルツチ(Martellucci)編、第57-66頁
(Plenum Press 1985); パサレッツラ
(Passarella)等の「試験管内(in vitro)
の生物学的系にヘリウム-ネオンレーザを照射し
た際の諸様相」、Laser Photobiology and
Photomedicine、マルテルツチ編、第67-
74頁(Plenum Press 1985)を; 一般的に
は、パリツシュ(Parrish)、「光医療(Phot-
omedicine):レーザの可能性・総説」、Lasers in Photomedicine and Photobio-
logy、プラテツシ(Pratesi)編、第2-22
頁(Springer 1980); ギーゼ(Giese)、「基礎光生物学及び未解決の問題」、Lasers
in Photomedicine and Photobiology、プ
ラテツシ編、第26-39頁(Springer
1980); ジョリ(Jori)、「光力学(Photo-
dynamic)作用の分子生物学」、Lasers in
Photomedicine and Photobiology、プラテ
ツシ編、第58-66頁(Springer 1980)
を参照されたい。これら効果の正確な機構は十分

(23)

とはできる。

光励起の大部分の形態は、「量子特異的
(quantum specific)」である。すなわち、所
与の分子又は分子の一部を励起させる正確な量
のエネルギー束が存在するときのみ、励起される
であろう。光子は次式に従うエネルギー E を有す
る。

$$E = h \times f = \frac{h \times c}{\text{波 長}}$$

ただし上式中、 f は振動数、 h はプランク定数、
 c は光速である。

小さ過ぎるエネルギー量子又は大き過ぎるエネ
ルギー量子を有する光子を標的分子に導いた場合
には、光子は吸収されない。すなわち、光子は効
果を与える正確なエネルギーを有するものでなけ
ればならない。

吸収された照射のみが光化学効果を有する。X
線、ガンマ線その他の吸収された高エネルギー光
子は、比較的無差別な分子イオン化により人体組
織に影響を与える。このイオン化された分子は極

(25)

に理解されてはいないが、可視光範囲内又はそれ
に近い照射線の特定波長の作用に関連すると考え
られている。赤外レーザ照射は、生体組織内で
 ATP 濃度及び ATP アーゼの作用を高めること
が示された。ボロニアニ(Bolognani)等、
「生体内(in vivo)及び試験管内(in vitro)
での ATP 濃度及び ATP アーゼの作用に及ぼす
 $GaAs$ パルスレーザの効果」、International
Cong. on Lasers in Medicine and Surge-
ry、第47頁(1985)。

可視光範囲内又はその近くで作動するレーザを
含む照射線源が光子を放出し、その光子が生物学
的分子と相互作用して、光化学反応及びそれに続
く生物学的効果を起こすのである。原子レベルで
の光化学過程及び光生物学的過程は、この過程を
起すのに用いた照射線の波長に関係し、光子源に
無関係に生起する。しかしながら、分子的效果、
機構及び産生物の一以上を、照射線源の他の性質
たとえば単色性、コヒーレンス及び高出力及びエ
ネルギー密度により定量的及び定性的に変えるこ

(24)

めて反応性に富み、共有結合を切断したり形成し
たりする。赤外光子は、特定標的分子内で特定の
振動又は回転モードを励起する。振動又は回転励
起を起すために必要なエネルギー量子は、分子の
性質(例えば、二重結合であるか、環構造を有す
るか)及び位置(例えば、親電子基に近いか、親
核基に近いか)に関係する。赤外光子は特定の生
物学的過程すなわちトランスフォーメーションに
も影響を与えると考えられるが、この波長の最も
顕著な生物学的効果は、おそらく振動及び回転エ
ネルギーの散逸により惹き起される加熱効果であ
り、この加熱は散逸分子の近隣での生物学的反応
に著るしい効果を与えることがある。紫外及び可
視波長の光子のエネルギーは、特定発色団の電子
を励起する。(発色団は、所与波長の光子を吸収
し、電子をより高いエネルギー状態に遷移させる
ためにそのエネルギーを使用する分子である。)
これらの励起された分子が引続き崩壊して、新し
い光子放出、電子遷移又は熱散逸を含む特定反応
を導くのである。

(26)

(発明が解決すべき課題)

しかしながら、ヒトの皮膚又は組織の最初の数層以上を可視照射線(波長400-700nm)及び紫外照射線(波長200-400nm)にさらすことは、これまでは困難であつた。第1-3図に示すように、皮膚の外層内にある色素その他の分子が、可視照射線及び紫外照射線の大部分を吸収することが知られている。第1表は、各波長の照射線の皮膚内へのおよその透過をまとめたものである。

(27)

を及ぼすことがない。

照射線源の出力を高めればより深い層により大きなエネルギーを供給することができるが、組織を多量の紫外照射線に直接さらすことは望ましいことでない。このような照射線が一部の分子や細胞の機能に悪影響を与えることがあるからである。例えばDNAは紫外照射線により「変異」を受ける可能性がある。

以上により、可視赤色照射線及び赤外照射線により影響を受ける生物学的作用を刺激し、また、紫外照射線及び可視照射線の影響は受けるが、皮膚色素その他の分子により可視照射線及び紫外照射線が吸収されるため、組織表面に当てた照射線に普通は接近不可能な組織下層の生物学的作用を刺激するような、組織を生刺激する安全な装置及び方法を提供することは望ましいことであろう。

本発明の一目的は、より深い組織層に生体刺激性の光子をより多数かつより高いエネルギー密度で供給し得る、組織に生体刺激を与えるための低出力照射線を提供する装置及び方法を提供するこ

(29)

第 1 表

光照射線が金髪白人の皮膚(Fair Caucasian Skin)に入射エネルギー密度の1/e(37%)の値まで透過するおよその深さ

波長、nm	深さ、nm
250	2
280	1.5
300	6
350	60
400	90
450	150
500	230
600	550
700	750
800	1200
1000	1600
1200	2200

第3図に示すように、皮膚の皮下層には紫外照射線は全く透過せず、大部分の可視照射線もおよそ5%しか透過しない。その結果、皮膚に可視照射線及び紫外照射線を当てても、これらの波長の照射線にさらされたならば刺激を受けると思われる下層内の標的分子にほとんど、あるいは全く効果

(28)

とである。

本発明の別の目的は、多波長の照射線で組織に生体刺激を与える装置及び方法を提供することである。

本発明の更なる目的は、赤外、可視及び/又は紫外周波数範囲の低出力照射線源として半導体レーザー、発光ダイオード(superluminous diode)又は類似の光放出ダイオード(light emitting diode)を用いた組織に生体刺激を与える装置及び方法を提供することである。

(課題を解決するための手段)

高出力密度かつ複数、好ましくは3以上の相異なる波長の実質的に単色の照射線源のアレイ(array)からなる、組織に生体刺激を与える装置を開示する。この照射線源は、2以上の相異なる波長の照射線が、直接あるいは間接に処理標的組織内に位置する単一点に入るよう、アレイ内に配列されている。照射線源は、好ましくはレーザーダイオード、発光ダイオード又は類似の光放出ダイオードである。被処理組織を斯かる装置に露出

(30)

することからなる組織の処理方法についても開示する。この組織に生体刺激を与える装置は、対照パネル、電源、輻射線パルス周波数、変更手段、輻射線パルス持続時間の変更手段、処理時間を定める手段、処理標的組織の伝導性を測定する手段、照射線源が発する光出力を測定する手段及び／又は照射線源からの放出を検出する手段を備えたシステム内に包含される。

第1図は、主要な上皮発色団の紫外吸収スペクトルをまとめたグラフである。*DOPA*-メラニン、 $1.5 \text{ mg}/\text{H}_2\text{O } 100 \text{ g}$ ；ウロカニン酸、 10^{-4} M 水中；子牛胸腺 *DNA*、 $10 \text{ mg}/\text{H}_2\text{O } 100 \text{ g}$ ($\text{pH } 4.5$)；トリプトファン、 $2 \times 10^{-4} \text{ M}$ ($\text{pH } 7$)；チロシン、 $2 \times 10^{-4} \text{ M}$ ($\text{pH } 7$)。〔プラテシ及びサッチ編、*Lasers in Photomedicine and Photobiology*、第165頁 (Springer 1980) から〕。

第2図は、主要なヒト皮膚色素の可視光吸収スペクトルをまとめたグラフである。括弧内は使用した溶剤を示す。〔プラテシ及びサッチ編、

(31)

続部32に入る。

ビーム電源調節器41をビーム電源40に接続し、ビーム電力水準を調節する。ビーム電源メータ42をビーム電源40に接続し、供給される電力水準を指示する。種々の周波数のパルスに変調された照射線ビームを提供するため、ビーム発振器45をビーム電源40に接続する。ビーム発振器45に接続された発振器周波数調節器47でビーム発振器45を調節する。発振器周波数調節器47に接続された周波数メータ48は、選択されたビーム変調周波数を表示する。更なる変調形態としてパルス持続時間変調を望む場合には、ビーム発振器45とそれに対応する発振器周波数調節器47を更に微調整することにより可能である。

ビーム調節論理ユニット70は、前述のように、ビーム電源40に接続される。該ユニットに付属の指示計の光71は、ビーム電源が接続状態にあることを示す。使用されているビーム波長が眼にみえず、処理時間並びに電力が重要な変量 ($E = P \times T$) であるので、これが有用となる。このユ

(33)

Lasers in Photomedicine and Photobiology、第172頁 (Springer 1980) から〕。

第3図は、各種照射線波長のヒト皮膚内への相対透過度を図及びグラフで表示したものである。

〔スリメイ (*D. Slimey*) 及びウォルバーシュト (*M. Wolbarsht*)、*Safety With Lasers and Other Optical Sources* (1980) から〕。

A. システム概説

第4図のブロック図は、本発明の装置及びシステムの綜括的構造を示す。調節ユニット20は、調節設定及び測定値を読出すための調節器と表示装置の双方を含む。この調節ユニット20に単一ビームプローブ30とクラスタプローブ60を夫々差込み接続部32と62で接続する。調節ユニット20の中央部には、ビーム電源40と、それに接続されたビーム調節論理ユニット70がある。このビーム電源は、2本の出力ライン43及び46を有する。出力ライン46は、クラスタプローブ60用の差込み接続部62に入る。出力ライン43は、単一ビームプローブ30用の差込み接

(32)

ユニットが機能している更なるチェックとして、本発明はビーム出力光センサ50をビーム調節論理ユニット70に接続する (以下で説明する)。この光センサ50は、該ユニットが発した照射線の周波数に有感であり、その照射線を受けた際に信号を出す。処理時間の調節を補助するため、ダウンカウント (*down count*) に続く表示部73を備えたダウンカウントプログラムタイマ72を、ビーム調節論理ユニット70に接続する。ビーム調節論理ユニット70に接続された更なる表示部75は、ビーム稼働時間の合計 (分) を表示する。

本発明のある種の用途では、皮膚伝導度の高い身体部位の位置を定めることが望ましい場合がある。(温度の上昇と共に皮膚伝導度は高まるので、皮膚伝導度の高い身体部位は、通常、炎症域の痛み刺激点に相当する。) 本発明は、関連表示部76と共にビーム調節論理ユニット70に接続された皮膚伝導度測定モジュール75を用いてこれを行なう。このモジュール75は、患者の手に保持された電極79に接続されるリード線77を介

(34)

して小電流（マイクロアンペア）を供給する。単一ビームプローブ30は、戻り電流路として（差込み接続部32から）皮膚伝導度測定モジュール75に至るリード線78を用いて選択された皮膚位置からの戻り路を形成する。所望ならば、ビーム調節論理ユニット70の起動装置として皮膚伝導度測定を使用することができる。すなわち、あらかじめ選択された皮膚伝導度水準になつたときだけビームを発するようビーム調節論理ユニット70を設定しておくのである。この水準を極めて低い水準にしておく、戻り路プローブが皮膚の処理域と接触しているときは常にビームを発する。

本発明は、前述のように、赤外スペクトル又は赤外スペクトルに近い照射線（700nm以上）、可視光スペクトル（400-700nm）及び紫外スペクトル（200-400nm）の照射線を使用する。以下では便宜上、本発明にて形成されるビームを含む照射線を、それが可視スペクトル又は紫外スペクトルあるいはその他の隣接スペクトルであつても「光」と称する。

(35)

る。特定形態の照射線アレイを示す第6-8図では、各クラスタブローブ60の光源すなわち照射線源は、発光ダイオード（LED）などの半導体発光装置である。本発明の目的には、レーザダイオードと発光ダイオードとの2種の特定タイプLEDが最も有用であつた。レーザダイオードは、本質的に単色であつて鋭く平行化されたコヒーレントな光又は照射線のビームを発生する。すなわち、レーザダイオードは、（マルチモード型レーザでない場合には）ほとんど一周波数のみの光を発生し、その光ビームの発散角は小さい。発光ダイオードも使用される。この発光ダイオードもレーザダイオードと同様ではあるが、レーザダイオードのコヒーレンス性と鋭い単色性を欠くものである。それでもこの発光ダイオードは、その周波数範囲の限られた高度に指向性ある光を発生する。

半導体レーザダイオードは多数市販されており、その代表的なものは日立社刊の「オプトエレクトロニクスデバイスデータブック」（1984年9月発行）に記載されている。

(37)

本発明の単一ビームプローブ30は、太い鉛筆のような形をしている。（第4図）この単一ビームプローブ30は、単一周波数の照射線を放出し、従つて本発明に係る関心は限定されたものである。本発明の主旨は、多周波数の多照射線源を使用することである。この照射線は、本発明で使用するクラスタブローブ60内に含まれる多照射線源から放出される。

第5図は、薄い円筒状ハンドル61と厚めの円筒状ヘッド62を有するクラスタブローブ62の側面図である。第6乃至8図は、円筒状ヘッド62内に包含できる三パターンの照射線源を示すものである。照射線は、円筒状ヘッド62の一端面に極く近い平面から放出される。第6乃至8図は、幾つかの端面の上面図を示す。後述するように、この端面は照射線源の各種配置に係るものであり、これらの各配置が相異なる照射線源周波数を混合し、その幾何学的配置は若干異なる。従つて、これらの配置が標的組織ごとに相異なる「混合」照射周波数と相異なるエネルギー密度を与え

(36)

しかしながら、最も広範に製造されているコンポーネントよりも幾分か出力エネルギーが高く、ビーム発散及びスペクトル幅の狭い半導体レーザダイオードも入手可能であり、本発明の諸利点を向上させることが見出された。紫外線から可視光線を経て赤外線までの全周波数が入手できるわけではないが、そのうちの幾つかの周波数を選択すれば十分である。本発明に好適な低出力レーザでは、個々のダイオードのレーザ定格出力（連続出力）は一般に5-500ミリワット（mW）の範囲である。連続波を放出できるレーザダイオードも入手可能であるが、デバイスとしてはパルス放出するものでなければならない。本発明で使用するレーザダイオードとしては下記仕様のレーザダイオードが有用であることがわかつた。

1. 二重ヘテロ構造連続波レーザダイオード

GaAlAs

波長：750、780、800、810、
820、830、850nm

ピーク出力エネルギー：5mW-500mW

(38)

(クラス3B)

ビーム発散：平行 60° 、垂直 12° （代表的なもの、製法により変化する）

偏光(Polarization)：直線の割合 $90-100\%$

スペクトル幅： $0.02\text{ nm}-1.0\text{ nm}$

2. 単重ヘテロ構造パルス型レーザダイオード *GaAs*

波長： 904 nm

ピーク出力エネルギー： 70 mJ

平均出力： $0.15-15\text{ mW}$ （周波数に依存）

最大パルス持続時間： 200 マイクロ秒

ビーム発散：平行 $6^\circ-15^\circ$ 、垂直 $15^\circ-30^\circ$

スペクトル幅： 3.5 nm 未満

3. 二重ヘテロ構造パルス型レーザダイオード *GaAs/GaAlAs*

波長： $850-904\text{ nm}$

ピーク出力： 325 mW

平均出力： $40-80\text{ mW}$

ファックストデューティファクター(Faxed

(39)

中心から半径約 27 nm の円周上に、アレイ中心から各 950 nm ダイオード195に至る半径線分が、最内 880 nm の中心を通過するよう均等に配置されており、残りの5個の 880 nm ダイオード188は、アレイ中心から半径約 27 nm の円周上に、アレイ中心から各外側 880 nm ダイオード188に至る半径線分が、 660 nm ダイオード166の一つの中心を通るよう均等に配置されている。

第7図に示す別実施態様では、 820 nm ダイオード182はアレイ90の中心に配置され、10個の 880 nm ダイオード188は、アレイ中心から半径約 10.5 nm の円周上に均等に配置され、5個の 660 nm ダイオード166と5個の 950 nm ダイオード195は、アレイ中心から半径約 17 nm の円周上に、アレイ中心から各 660 nm 又は 950 nm ダイオードの166、195の夫々に至る半径線分が、2個の 880 nm ダイオード188の間にある弧を横切るよう交互かつ等間隔に配置されている。

(41)

Duty Factor)($Tw \times Fn$): 15% ; $f =$

300 kHz 、 $Tw=500\text{ マイクロ秒}$

ビーム発散：平行 $6^\circ-15^\circ$ 、垂直 $15^\circ-30^\circ$

スペクトル幅： $2-3\text{ nm}$

第6図に示すように、本発明クラスタブローブ60の好適実施態様は、5個の 660 nm 発光ダイオード166、1個の 820 nm レーザダイオード182、10個の 880 nm 発光ダイオード又はレーザダイオード188及び5個の 950 nm 発光ダイオード195のアレイ80からなる。アレイ平面内でのダイオードの配置は、 820 nm ダイオード182がアレイ中央に配され、10個の 880 nm ダイオード188のうち5個はアレイ中心から半径約 9.5 nm の円周上に均等に配され、5個の 660 nm ダイオード166は、アレイ中心から半径約 18 nm の円周上に、アレイ中心から各 660 nm ダイオード166に至る半径線分が、2個の最も内側にある 880 nm ダイオード188の間にある弧を横切るよう均等に配置され、 950 nm ダイオード195は、アレイ

(40)

第8図に示す本発明クラスタブローブ60の別実施態様は、10個の 660 nm 発光ダイオード166、1個の 820 nm レーザダイオード182、10個の 880 nm 発光ダイオード又はレーザダイオード188及び10個の 950 nm 発光ダイオード195のアレイ100からなる。アレイ平面内でのダイオードの配置は、単一の 820 nm ダイオード182がアレイ中心に配置され、10個の 880 nm ダイオード188が、アレイ中心から半径約 9.5 nm の円周上に均等に配置され、10個の 660 nm ダイオード166は、アレイ中心から半径約 18 nm の円周上に、アレイ中心から各 660 nm ダイオード166に至る半径線分が、2個の 880 nm ダイオード188の間にある弧を横切るよう均等に配置されており、10個の 950 nm ダイオード195は、アレイ中心から半径 27 nm の円周上に、アレイ中心から各 950 nm ダイオード195に至る半径線分が、 880 nm ダイオード188の一つの中心を通るよう均等に配置されている。

(42)

B. 操作理論

各実施態様のアレイ内にあるダイオードは、それが発生する照射線が細いビームとして放出されても、そのビームがクラスタブローブ60の表面から少し離れた距離で重なるよう接近して配置される。すなわち、第9図に示すように、アレイ60から2以上の波長の照射線が刺激対象組織内のある点を同時に通過する。第9図では、三照射線源182、188及び195の各照射ビームの発散を単一線に沿った線として概念的に示している。照射線源182のビーム発散は6度、照射線源188及び195のビーム発散は15度と仮定する。反射、屈折又は散乱などその他の光学的効果については考慮していない。第9図は、ビームがクラスタアレイ60の面から数センチメートル移動したあと重なり始めることを示している。ダイオードを更に近接して配置したならば、もつと手前で重なり始めることは明らかである。

これらの照射源アレイで組織を刺激すると、単一波長を用いた際には見られないような累積効果、

(43)

二光子により供給されたエネルギー量子は、はるかに短い波長の単光子のエネルギー量子と等価になる。例えば、880 nm 光子では、

$$E_{880} = \frac{h \times c}{880 \text{ nm}}$$

820 nm 光子では、

$$E_{820} = \frac{h \times c}{820 \text{ nm}}$$

両光子の有効エネルギーは E_{880} と E_{820} の合計なので

$$E_{\text{有効}} = E_{880} + E_{820} = \frac{h \times c}{\text{有効波長}}$$

この例では、この有効波長は、もとの二波長の平均の約1/2である約425 nmである。実際、この標的分子は、425 nmの単光子で照射されたかのような刺激を受ける。

第三タイプの二光子過程は、425 nmという波長が、普通は皮膚色素には吸収されず、かつまた、皮膚内の極めて深いところまでは透過しないので特に重要である。880 nmと820 nmの両光子で組織を刺激することにより、皮膚のスク

(45)

場合によつては相乗効果が生ずると考えられる。

この効果の一部は、相異なる波長の光子の「混合 (mixing)」により三タイプの「二光子過程 (two-photon events)」が生起することによるという提案がなされている。第一のタイプでは、2個の相異なる隣接分子が、相異なる波長の光子により励起される。第二のタイプでは、同一分子の異なる二部分が、相異なる波長の光子により励起される。これら両タイプの過程は、単一波長のみの光子で同一分子を刺激した際には得られないような励起状態を形成する。これらの「新たな」励起状態は、その分子をある種の崩壊、散逸及び互いの間若しくは他の未励起分子との反応に対して感受性にする。

第三のタイプの二光子過程では、1個の電子を相異なる波長の同時発生した光子が同時に励起する。本発明の小放出表面積の装置から発生した高密度の光子は、このタイプの二光子過程の生起確率を高める。この同時に提供されたエネルギーの全てが一個の電子により吸収されたと仮定すると、

(44)

リーニング効果は回避される。ある好適な別実施態様では、四波長のダイオードを用いて10組の異なる二波長組合せをつくり、この第三タイプの二光子過程で10個の有効波長を得た。この有効波長の範囲は330 nm乃至475 nmであつて、第2図に示した皮膚色素による最高吸収範囲におよそ相当する。

前述のように、本発明で使用する照射源のアレイは、レーザダイオード、発光ダイオード及び同様な光放出ダイオードからなる。このタイプのダイオードは、全て実質的に単色の非ガス系照射源である。連続波ダイオードは、パルス型ダイオードよりも平均出力が高いので好適である。波長650 nm、660 nm、680 nm、750 nm、780 nm、800 nm、810 nm、820 nm、830 nm、840 nm、850 nm、860 nm、870 nm、880 nm、900 nm、904 nm、1100 nm、1300 nm及び1500 nmの適当なダイオードが数社から市販されている。これらの照射源は、実質的に一波長からなる「主」

(46)

波長の光又は照射線を放出すること及びそれに加えて「主」波長に近いが、同一ではない他の波長の照射線を極めて少量放出する点で、本明細書及び特許請求の範囲で用いるところの「実質的に単色」である。レーザダイオードは、「主」波長と、その波長スペクトル中のはつきりした狭いスパイク(spike)を特徴とする数個の周辺波長(多重共鳴すなわちオフ-アクシスモード(off-axis modes)に対応)とを放出する。発光ダイオードその他の光放出ダイオードは、波長スペクトル内の幾分かブロードな連続波長帯域のピークである「主」波長を放出する。当該技術分野における慣例により、この「主」波長を用いてダイオードを同定する。(例えば「800nmダイオード」とは、800nmの「主」波長及びダイオード材料の特性を示すその他若干の周辺波長を放出するものである。)可能な二光子過程に導く二波長の組合せの数は、各タイプのダイオードの「主」波長に関係する周辺波長が存在することにより劇的に増大する。波長が僅かに変化しても、実に数百という二波長

(47)

域に供給されるエネルギーは、露出時間の関数でもある。従つて、出力密度×露出時間で定義される単位面積当りに供給されるエネルギー密度について語ることも有用である。この表現によれば、最小出力密度 120 mW/cm^2 で60秒間の組織露出(有効な治療結果を得るための最小露出)は、 7.2 ジュール/cm^2 の最小処理エネルギー密度であると記述することができる。

本発明の好適実施態様及び別法実施態様では、照射線源を 2.28 Hz 、 4.56 Hz 、 9.12 Hz 、 16 Hz 、 18.24 Hz 、 36.48 Hz 、 73 Hz 、 146 Hz 、 292 Hz 、 700 Hz 、 1000 Hz 、 5 kHz 及び 300 kHz を含む 2.28 Hz 乃至 400 kHz 範囲の各周波数のパルスに変調することができる。この変調は、前記の発振器周波数調節器47にて行なわれる。その他の周波数が選択可能なことも明らかであろう。前述のように、ビーム発振器45とその周波数調節器47は、連続波照射源をパルス持続時間変調することができる。すなわち、同一周波数に関して、次式に従つて高

(49)

組合せが生ずることがあり、その結果、可視及び紫外スペクトル内に数百の有効波長がもたらされることがある。

本発明の一目的は、多量の低出力照射線を深い組織に供給することである。この理由で照射源は、低出力ではあつても、比較的堅固に集束(cluster)されている。第6-8図に示したアレイでは、アレイ面での平均出力密度は約 10 mW/cm^2 乃至約 40 mW/cm^2 の範囲である。ビームの発散、吸収、反射、回折、散乱その他類似効果のため、この平均出力密度はアレイ面からの距離と共に空气中又は組織内で減少する。しかしながら、照射表面積の小さいレーザダイオードを用いると、アレイ面近くの小域又は被処理組織表面の小域(クラスタプロブ60を組織に直接隣接して配置したとき)の出力密度が 120 mW/cm^2 以上になる。エネルギー密度を高めると望ましくない副作用を伴わずに生体刺激効果を高めるので、更に高出力のダイオード及び/又は幾分か密に集束されたダイオードが使用可能である。勿論、組織の所与

(48)

い平均出力を得ることができる。 $P(\text{平均}) = p(\text{ピーク}) \times \text{パルス持続時間} \times \text{周波数}$

C. 治療方法

本発明は、組織の治療方法をも包含する。この方法は、種々の波長の複数照射源に組織を露出することに係る。更に一般的に述べると、本発明の治療方法は、3以上の相異なる波長の照射線に組織を同時露出することに関する。この治療方法の実施には、前述のものを包む(ただし、それに限定されることはない)本発明の任意の実施態様装置を使用することができる。照射源のアレイは、照射源の面が皮膚の最外層に接近あるいは接触するよう皮膚に隣接して、あるいは皮膚上に直接配置することが好ましい。皮膚表面上の油その他の物質は照射線の一部の波長を吸収、屈折、反射及び/又は回折し、そのため照射線の有効透過量が減少するので、このような物質は治療前に除去しておかねばならない。

本発明の装置は、臨床環境において各種疾病の治療に使用された。英国の医師及び物理療法師が

(50)

報告した臨床応用結果を以下の実施例にまとめる。

実施例 1.

13才、スポーツ活動後に右の親指が強く痛む患者。診察の結果この患部は先天性母趾外反症 (*congenital Hallux Valgus*) すなわち慢性の「親指滑液のう腫 (*bunion*)」であることが判明した。本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で痛む足の指を10分間治療した。直ちに患者の痛みはなくなり、治療した日にスポーツ活動に参加することができた。

実施例 2.

左足の母趾外反症の手術後2週間にわたりポストプラスタ (*post plaster*) 痛を感じた患者。診察の結果、その足はあばたを残す水腫であり、足首が若干腫れて足の動きが制限されていた。本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で、この患者を日に5分間治療し、この治療を5日間続けた。各治療後に腫れは減少した。第3回目の

(51)

背中下方に筋けいれんがあつた35才の患者。本発明のマルチダイオード生体刺激装置で、この患者を一日だけ4分30秒間にわたり2回治療した。治療後に患者の痛みは全面的になくなった。

実施例 6.

ひざに傷害を受け、内側半月 (*medial meniscus*) が裂けて前方十字型靱帯が切れたことに付随して腓骨の痛みを感じていた33才の患者。この半月は除去されていた。痛みは下方の脚にひろがり、ひざの屈曲が制限された。この患者を660nmの単一ダイオードプローブで4分間6回治療し、そのあと本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で2分間治療した。運動と組み合わせてレーザー治療した。治療後、患者の痛みは実質的に全く無くなり、再び全範囲にわたってひざが曲がるようになった。

実施例 7.

腎筋の筋間包 (*gluteal bursa*) に炎症を起こしていた21才の患者。本発明の31ダイオ

(53)

治療後に足の痛みはなくなつたが、まだ若干膨れが残っていた。治療完了時には、全症状は消滅した。

実施例 3.

切れた左前部十字靱帯の修復手術後に痛みを感じた24才の患者。本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で、この患者を日に2回、4分30秒にわたり治療した。治療後には患者の痛みはなくなり、組織修復も良好な徴候を示した。

実施例 4.

18年間にわたり首に慢性結合組織炎を患つていた38才の患者。本発明の21のダイオードからなる生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で、この患者を2日間毎日4分30秒にわたり治療した。各治療のあと、15mm²の850nm単一ダイオードプローブでも2分間治療した。治療後には患者の痛みは98%軽減した。

実施例 5.

(52)

ード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で、この患者を3回治療した。治療後、更なる痛みはなくなり、再発することもなかった。

実施例 8.

オートバイ事故のあと3年間にわたり非治癒性皮膚潰瘍にかかつた35才の患者。この患者を本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で10回治療した。治療後に組織の肉芽形成は増大し(++)、潰瘍は小さくなつてより健全になつた。

実施例 9.

ひざ上切除のあと糖尿病性潰瘍にかかつた70才の患者。潰瘍の側方部を830nmの単一ダイオードプローブと本発明のマルチダイオード生体刺激装置 (660nm、820nm、880nm、950nm) で夫々90秒間にわたり治療した。治療後に、治癒、肉芽形成及び壊死組織の脱落の向上が認められた。

(発明の効果)

(54)

本発明の方法及び装置は広く治療目的に使用できる、例えば炎症、外傷、火傷、糖尿病性潰瘍を含む慢性潰瘍、循環不全、痛み、神経変性、湿疹、帯状疱疹、感染症、傷跡、にきび、骨折、筋肉及び靱帯傷害、関節炎、骨関節炎、リウマチ性関節炎、皮膚移植、歯肉痛、口腔潰瘍、歯痛及び腫れ、蜂巣織炎、ストレッチマーク、皮膚緊張、脱毛症、三叉神経痛、ヘルペス、坐骨神経痛、頸部ただれ及びその他の病気の治療に使用することができる。

以上のことから当業者には、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、前記の方法及び装置において種々の変更が可能なことは明らかであろう。従つて本発明は、その精神又は本質的特徴から逸脱しない他の特定形態の実施態様をも有する。すなわち、これら実施態様は、あらゆる点で説明のためのものであつて発明をを限定するものでない。本発明の範囲は前記説明にて示されるわけではなく、特許請求の範囲により示されるものであり、特許請求の範囲各項に均等な意味及び範囲に

(55)

照射線ビームが、治療すべき組織標的に衝突している概略図である。

代理人 弁理士 湯 浅 恭



(外4名)

(57)

属する全ての変更は本発明に包含されるのである。

4. [図面の簡単な説明]

第1図は、主要な上皮発色団の紫外吸収スペクトルをまとめたグラフである。

第2図は、主要なヒト皮膚色素の可視光吸収スペクトルをまとめたグラフである。

第3図は、各種照射線波長のヒト皮膚内への相対透過度を図及びグラフで表示したものである。

第4図は、本発明の装置及びシステムの機能ブロック図である。

第5図は、本発明に用いたクラスタプローブ (cluster probe) 又は照射線源アレイの側面図である。

第6図は、本発明に用いた照射線アレイの平面図である。

第7図は、本発明の別の実施態様を含む他の照射線源アレイの平面図である。

第8図は、本発明の別の実施態様を含む他の照射線源アレイの平面図である。

第9図は、本発明に用いた3個のダイオードの

(56)

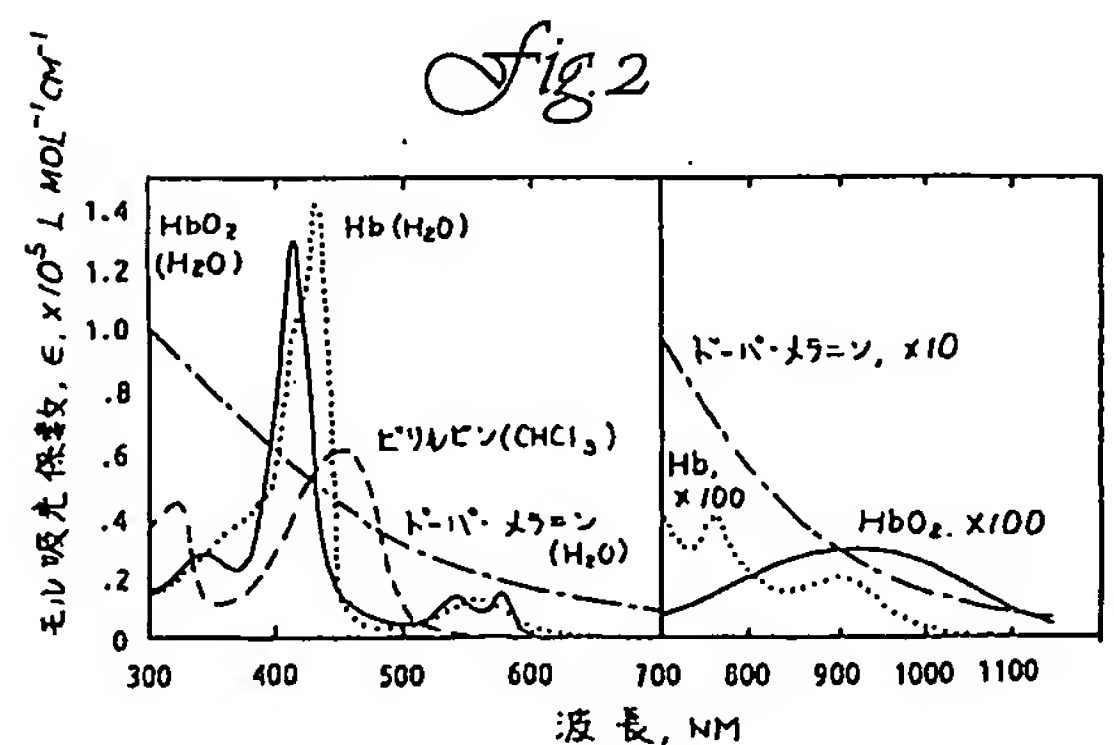
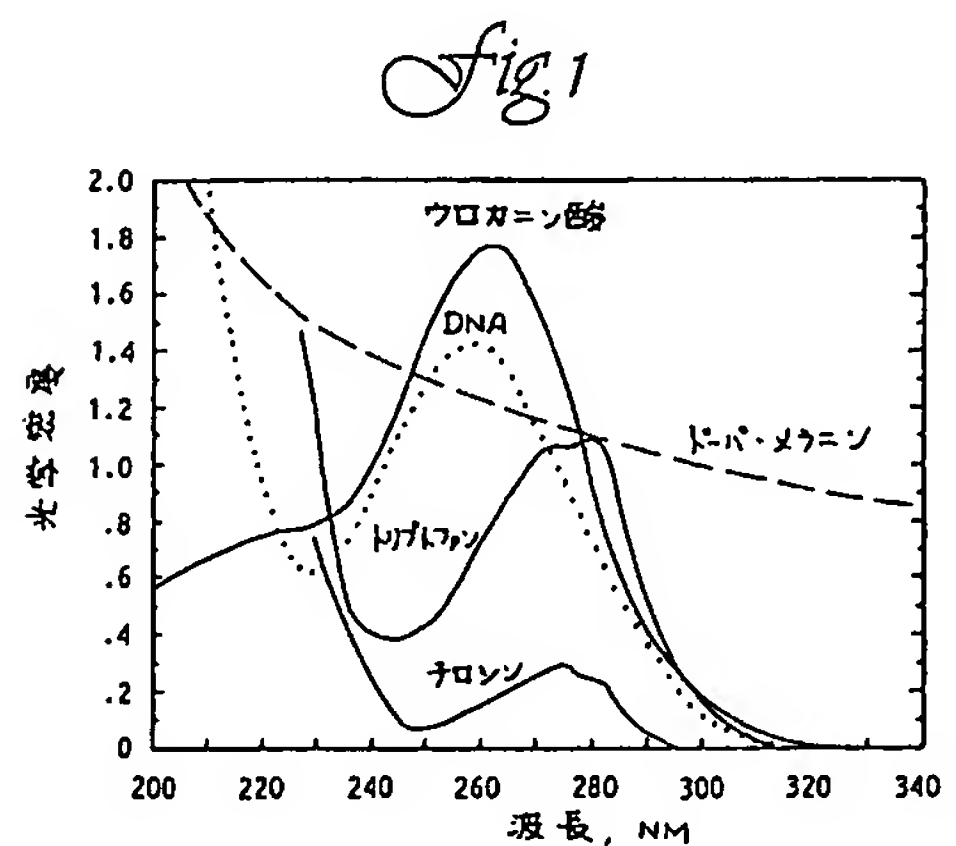


Fig 3

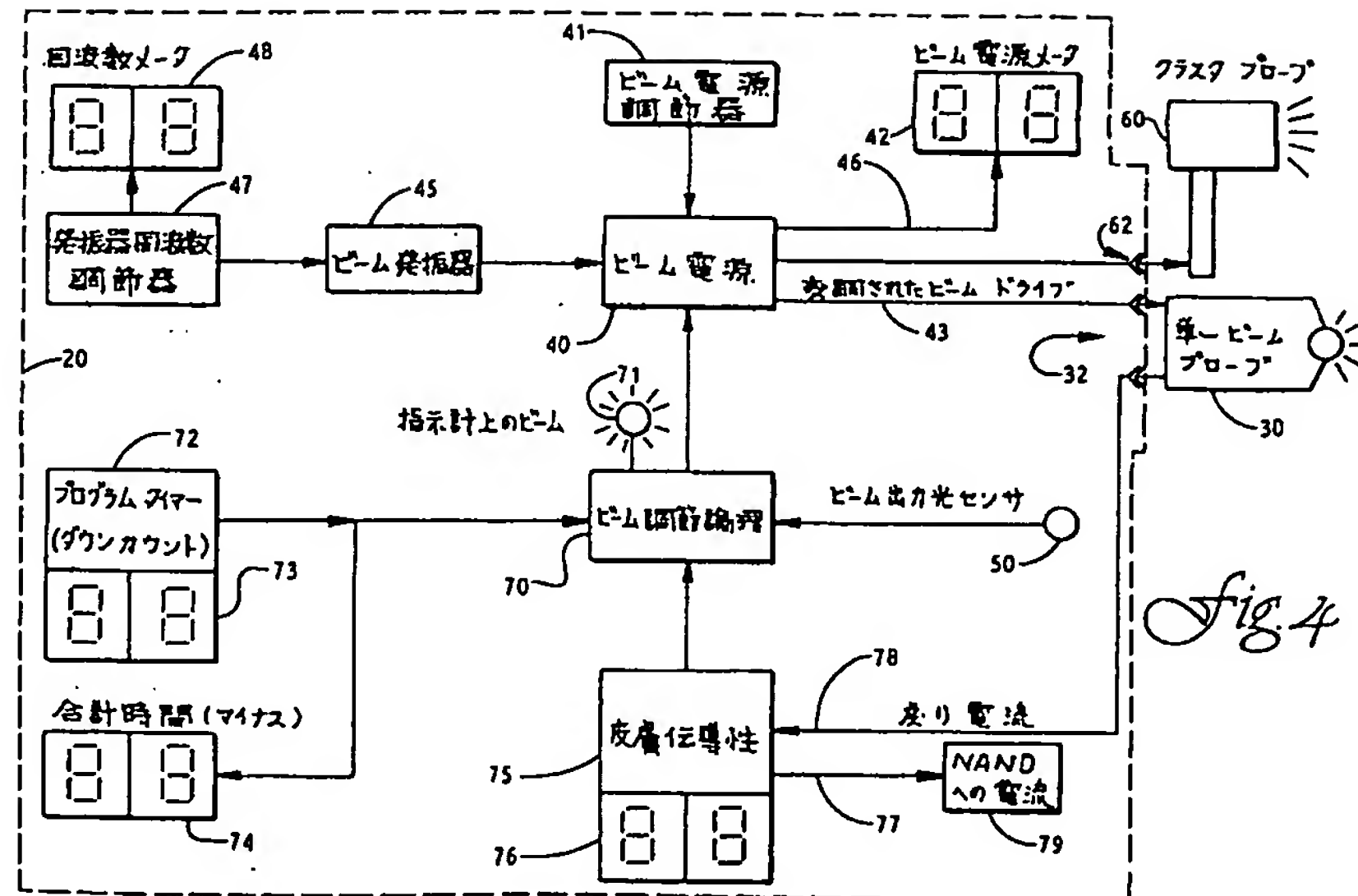
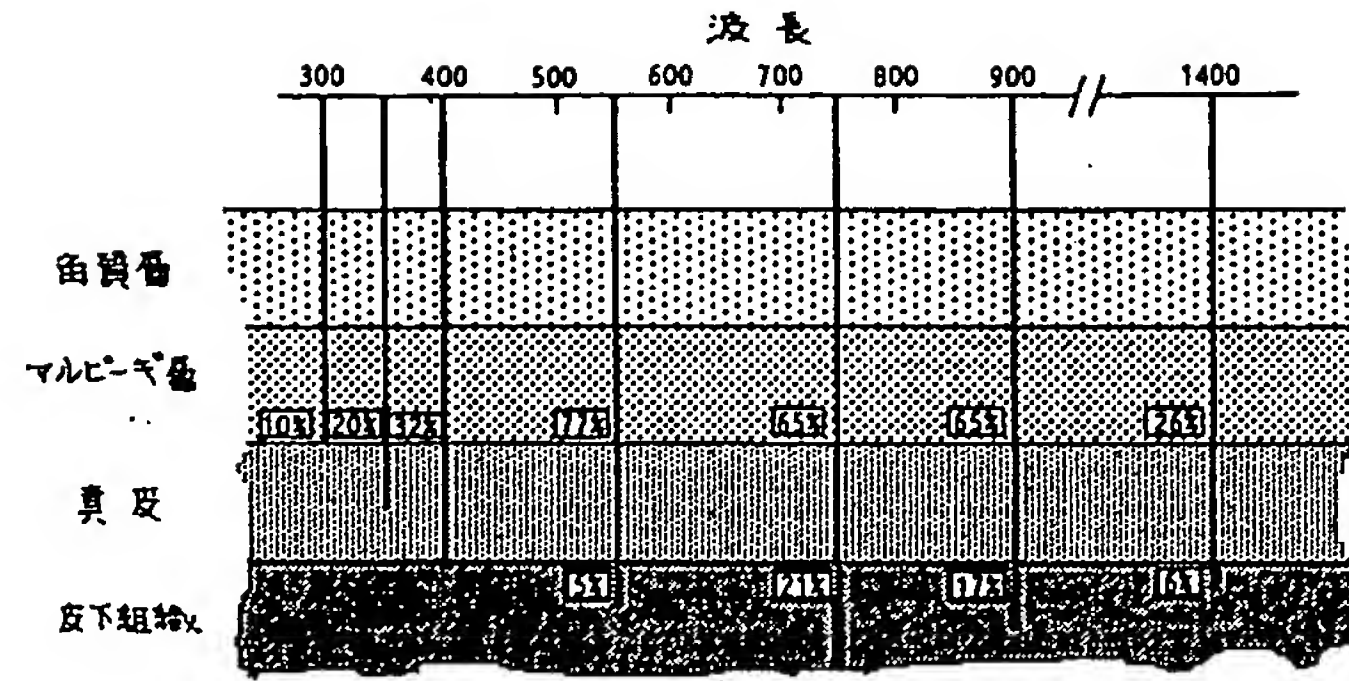
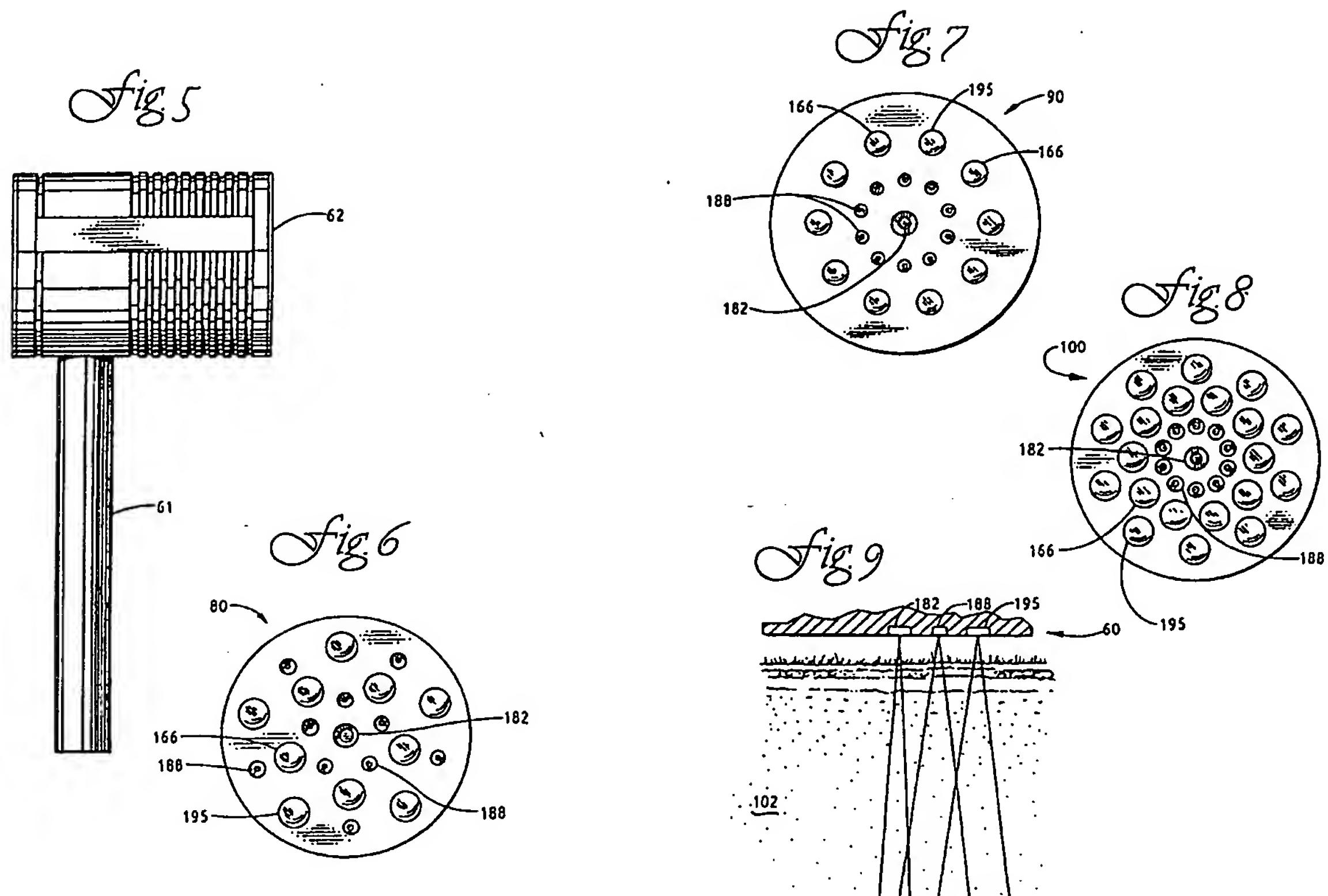


Fig 4



第1頁の続き

⑦発明者

アレックス・ピー・アレクサンドロウ

イギリス国ロンドン エヌ10・3ユーエイ, ウッドランド・ガーデンズ 48